

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2000-014629

(43)Date of publication of application : 18.01.2000

(51)Int.CI.

A61B 1/00
A61B 1/04
A61B 5/00
A61B 10/00
G02B 23/24
H04N 5/225
H04N 7/18

(21)Application number : 10-187806

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(22)Date of filing : 02.07.1998

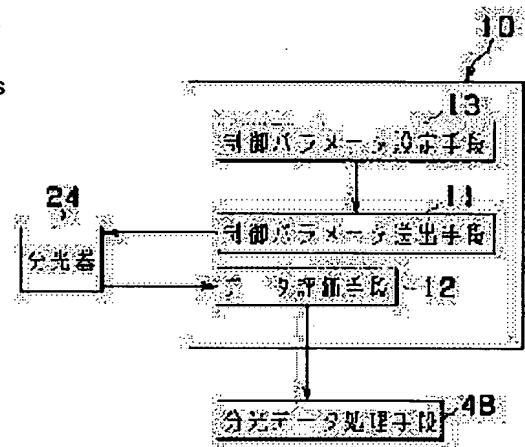
(72)Inventor : ATONO KAZUHIRO
TANAKA HIDEKI

(54) ENDOSCOPE SPECTROSCOPIC APPARATUS

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide an endoscope spectroscopic apparatus enhancing measuring accuracy by acquiring measuring condition data for improving S/N.

SOLUTION: A measurement control means 10 comprises a control parameter feeding-out means 11 for feeding-out parameters controlling measuring action to a spectroscope 24, a data evaluation means 12 to which measurement data measured with the spectroscope 24 in accordance with the parameters fed-out from the control parameter feeding-out means 11 are outputted and which then evaluates the measurement data on the basis of a preset criterion for evaluation to feed-out the measurement data evaluated as being optimum to the spectral data processing means 48 of a data registration means 41, and a control parameter setting means 13 for setting the plurality of parameters fed out from the control parameter feeding-out means 11 to the spectroscope 24 and for outputting the set parameters to the control parameter feeding-out means 11. The operating state of a spectral means is controlled.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

BEST AVAILABLE COPY

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2000-14629

(P2000-14629A)

(43)公開日 平成12年1月18日(2000.1.18)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マ-ト(参考)
A 6 1 B 1/00	3 0 0	A 6 1 B 1/00	3 0 0 D 2 H 0 4 0
1/04	3 7 2	1/04	3 7 2 4 C 0 6 1
5/00	1 0 1	5/00	1 0 1 A 5 C 0 2 2
10/00		10/00	E 5 C 0 5 4
G 0 2 B 23/24		G 0 2 B 23/24	B

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 20 頁) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願平10-187806

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(22)出願日 平成10年7月2日(1998.7.2)

(72)発明者 後野 和弘

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 田中 秀樹

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(74)代理人 100076233

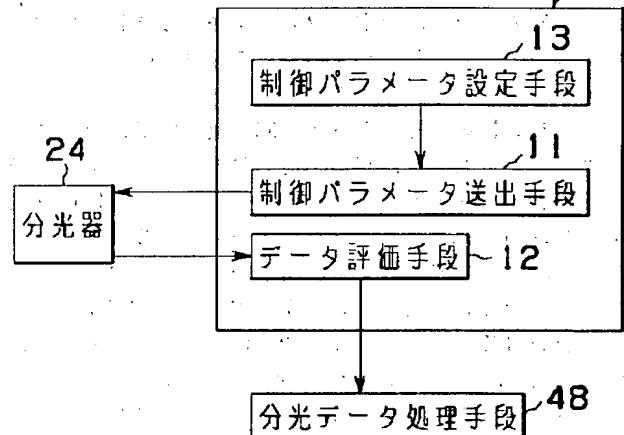
弁理士 伊藤 進

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 内視鏡分光装置

(57)【要約】 本発明は、内視鏡分光装置に関するものである。
【課題】 S/Nを良好にする測定条件データを取得することによって、測定精度の向上を図る内視鏡分光装置を提供すること。

【解決手段】 測定制御手段10は、分光器24に測定動作を制御するパラメータを送出する制御パラメータ送出手段11と、この制御パラメータ送出手段11から送出されたパラメータによって分光器24で測定した測定データが outputされ、予め設定された評価基準により評価し、最適であると評価した測定データをデータ登録手段41の分光データ処理手段48に送出するデータ評価手段12と、制御パラメータ送出手段11から分光器24へ送出する複数のパラメータを設定し、前記制御パラメータ送出手段11に設定パラメータを出力する制御パラメータ設定手段13とで構成され、分光手段の動作形態を制御する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 内視鏡と、撮像部と、観察装置とを備えた内視鏡装置と組み合わせて使用される内視鏡分光装置において、

測定光を生体表面に照射し、生体表面からの反射光を受光する測定プローブと、

この測定プローブで受光した生体表面からの反射光の分光測定を行う分光手段と、

この分光手段の動作タイミングを制御するタイミング制御手段と、

前記分光手段の出力データを処理するデータ処理手段と、

前記分光手段の動作形態を制御する測定制御手段と、を備えたことを特徴とする内視鏡分光装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、内視鏡分光装置、詳しくは、電子内視鏡と組み合わせることにより、生体粘膜の分光スペクトルを測定する内視鏡分光装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 従来より管腔内に挿入する細長な挿入部を備え、この挿入部の先端の被写体を撮像し、被写体をモニタに表示し、観察、治療する電子内視鏡が広く用いられている。

【0003】 近年、診断支援技術の一つとして、内視鏡を使った生体粘膜の分光測定を行う技術が開発されている。経内視鏡的に分光測定を行うには、一般的に照明用のファイバ束と受光用のファイバ束が利用される。

【0004】 そして、例えば特開昭62-181028号公報にあっては、ファイバスコープに分光器を組み合わせた内視鏡分光器が開示され、特開平1-280448号公報では複数の狭帯域フィルタを組み合わせた電子内視鏡から出力される映像信号から被写体の分光特性を推定する装置が開示されている。

【0005】 ところで、近年、臨床現場では、ファイバスコープよりも電子内視鏡が使われる機会が多く、電子内視鏡と分光器とを組み合わせて使用できる内視鏡分光装置が求められている。また、狭帯域フィルタを組み合わせた内視鏡分光装置では、電子内視鏡本体の仕様変更が必要となるし、高精度の分光測定のため所望する波長分解能を得るには、フィルタ特性の変更が必要となり、製造工程上、困難であった。

【0006】 このため、特開平9-248281号公報には、電子内視鏡等と組み合わせることで、内視鏡装置の大幅な仕様変更を行うことなく、高精度の分光測定を経内視鏡的に行うことができる内視鏡分光装置を提案した。

【0007】 すなわち、この内視鏡分光装置は、撮像部と観察装置を備えた内視鏡装置と組み合わせて使用さ

れ、測定光を生体表面に照射し、生体表面からの反射光を受光する測定プローブと、前記測定プローブで受光した生体表面からの反射光の分光測定を行う分光手段と、前記分光手段の動作タイミングを制御するタイミング制御手段とを備することにより、前記タイミング制御手段により測定のタイミングを制御することにより、内視鏡装置の大幅な仕様変更を行うことなく、観察装置での観察と共に、前記測定プローブで受光した生体表面からの反射光から分光手段で分光測定を行うことができるこことを特徴としている。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】 しかしながら、前記特開平9-248281号公報の内視鏡分光装置で分光測定を行う場合、被写体の光学特性が大きく変化する場合や被写体と測定プローブなどの測定手段との距離が一定でない場合、測定プローブから出射されて例えば胃粘膜などで反射して測定プローブに戻って入射する光の量が変化するので、状況に応じて、分光手段の測定条件を適宜変更させる必要が生じる。また、分光器においては測定条件を自動的に変更することを可能にするオートゲインコントロール（AGCと略記されることもある）をハード的に装備できない場合もある。このような場合、光センサーのゲインを固定して測定を行っていた。したがって、上述したように測定状況が変化するのに対してセンサーのゲインを一定に固定して測定を行っていたのでは、場合によっては、極端にS/Nの悪い、すなわち収集したデータに多くのノイズが含まれて所望の観察データを得ることができなくなるという不具合があった。

【0009】 本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、S/Nを良好にする測定条件データを取得することによって、測定精度の向上を図る内視鏡分光装置を提供することを目的にしている。

【0010】

【課題を解決するための手段】 本発明の内視鏡分光装置は、内視鏡と、撮像部と、観察装置とを備えた内視鏡装置と組み合わせて使用される内視鏡分光装置であって、測定光を生体表面に照射し、生体表面からの反射光を受光する測定プローブと、この測定プローブで受光した生体表面からの反射光の分光測定を行う分光手段と、この分光手段の動作タイミングを制御するタイミング制御手段と、前記分光手段の出力データを処理するデータ処理手段と、前記分光手段の動作形態を制御する測定制御手段とを備えている。

【0011】 この構成によれば、測定制御手段で測定状況に対応するように分光手段の動作形態を調整して測定を行うことによって、最良のS/Nの状態で常時検査を行える。

【0012】

【発明の実施の形態】 以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。図1ないし図4は本発明の第1実

施形態に係り、図1は内視鏡分光システムの構成を示すブロック図、図2は測定制御手段の構成を示す説明図、図3はイメージインテンシファイアのゲイン設定とMOSラインセンサのゲイン設定とをマウス操作で行っている例を示す説明図、図4は評価基準の1例を示す図である。

【0013】図1に示すように、内視鏡分光システム1は、電子内視鏡装置2と、内視鏡分光装置3とで構成されている。電子内視鏡装置2は、撮像手段としてCCD22を内蔵した電子内視鏡4と、この電子内視鏡4に観察（撮像）のための例えは紫外光から赤外光に至る広帯域の光を発光する観察光照明光源として観察用照明ランプを備えた観察光照明手段である観察用光源装置5及び前記CCD22から伝送される電気信号に対する信号処理を行なう信号処理部6を内蔵した観察装置7と、この観察装置7から出力される映像信号を表示する観察用モニタ8とで主に構成されている。なお、前記観察用照明ランプとしては、一般的なキセノンランプやストロボランプ等を用いることができる。これらキセノンランプやストロボランプは、可視光のみならず紫外光及び赤外光を発光する。

【0014】一方、内視鏡分光装置3は、白色光光源を具備した測定光照明手段である測定光用光源装置9と、被写体からの反射光を分光する分光手段である分光器24と、前記測定光用光源装置9からの測定光を被写体に照射し、被写体からの反射光を前記分光器24に導光する測定プローブ25と、前記分光器24の動作タイミングを制御するタイミング制御手段26と、前記分光器24の出力データを処理するデータ処理手段27とで主に構成されている。

【0015】前記電子内視鏡4は、被写体30内に挿入される細長の挿入部28を有しており、この挿入部28の後端には操作部（不図示）が設けられ、この操作部からユニバーサルケーブル（不図示）が延出しており、このユニバーサルケーブルの末端に設けたコネクタを介して前記観察装置7に着脱自在に接続されるようになっている。

【0016】前記挿入部28内にはライトガイド29が挿通され、前記ユニバーサルケーブルのコネクタを観察装置7に接続することにより、観察用光源装置5から照明光がライトガイド29の入射端面に供給される。そして、このライトガイド29によって照明光は伝送され、挿入部28の先端部28aの照明窓に望まれた出射端面から被写体30の対象部位に向かって照射されるようになっている。

【0017】照明光によって照明された対象部位は、前記先端部28aに設けた観察窓である対物レンズ21を通過してその対物レンズ21の結像位置に配置されたCCD22に結像して光電変換される。このCCD22で光電変換された画像信号は、観察装置7内の信号処理部

6によって信号処理されて映像信号が生成され、この映像信号が観察用モニタ8に出力される。

【0018】なお、前記対物レンズ21と前記CCD22とで撮像手段としての撮像部23を形成しており、前記CCD22には、信号線を介して、信号処理部6内のドライバ（不図示）からの駆動パルスが印加され、この駆動パルスによって光電変換され被検体の画像に対応した電気信号（画像信号）の読み出しが行われるようになっている。この駆動パルスは、観察光が被写体に照射されていてCCD22に電荷を蓄積することになる期間中は印加されることなく、観察光が被写体に照射されていない期間中にCCD22に印加されて蓄積された電荷を読み出す。そして、このCCD22から読み出された電荷は、電気信号として、信号線を介して例えば観察装置7内に設けられたプリアンプに入力され、このプリアンプで増幅されてプロセス回路に入力され、 γ 補正及びホワイトバランス等の信号処理が施された後、A/Dコンバータによって、デジタル信号に変換される。

【0019】また、前記操作部には、チャンネル入口20が設けられており、このチャンネル入り口20と先端部28aの開口部とに連通する細長なチューブによってチャンネル49が構成されている。

【0020】さらに、前記観察装置7内には、タイミングジェネレータ40が設けられており、観察用光源装置5から出力される同期信号を基にシステム全体のタイミングを制御する信号を生成する。

【0021】又、この電子内視鏡装置2の構成は、前記特開平9-248281号公報と同一のものであり、このような構成の電子内視鏡装置2に対し、本実施の形態の内視鏡分光装置3及び観察装置7から出力される画像信号を記録する画像記録手段8.8とを組み合わせることにより、経内視鏡的に分光測定のデータが得られる内視鏡分光システム1を構成している。

【0022】前記測定プローブ25は、測定光用光源装置9と分光器24とにそれぞれ接続され、この測定プローブ25内には測定光用光源装置9からの分光測定用白色光を導光する照明用ファイバ束51と、被写体からの反射光を分光器24へ導光する受光用ファイバ束52とが挿通配置されている。

【0023】前記照明用ファイバ束51及び受光用ファイバ束52は、挿入蛇管69及びプローブ分岐部61により覆われ、前記照明用ファイバ束51はプローブ分岐部61以降は測定光用蛇管65により覆われ、前記受光用ファイバ束52はプローブ分岐部61以降は受光用蛇管66により覆われる。

【0024】前記照明用ファイバ束51には測定光源コネクタ53を介して測定光用光源装置9より測定光が供給され、前記受光用ファイバ束52には分光装置用コネクタ57を介して分光器24に戻り光を供給している。

【0025】前記測定光用光源装置9は、分光測定用白

色光光源としての分光測定用ランプ54と、この分光測定用ランプ54に電力を供給するランプ電源回路55とで構成されており、前記分光測定用ランプ54は、観測波長域で分光強度を持つ白色光を放射する光源ランプである。

【0026】前記分光器24は、前記測定プローブ25に設けられている受光用ファイバ束52により導光された被写体からの反射光を分光測定器（以下分光器と略記）56へ集光する測定光入力手段94と、測定光を分光データに変換する分光データ変換部56とで構成されている。

【0027】この分光データ変換部56は、測定光入力手段94により集光された被写体からの反射光を分光する分散素子58と、この分散素子58によって分光された光を電気信号に変換し増幅する光検出手段59と、この光検出手段59の動作を制御する光検出制御手段60とで構成されている。そして、この光検出制御手段60は、データ処理手段27及びタイミング制御手段26に接続される。

【0028】なお、前記分散素子58には適切にマウントされた回折格子などが用いられている。また、光検出手段59にはイメージインテンシファイア（以下I.I.と略記する）などの増幅器と、MOSなどの光電センサの組合せが広く用いられている。さらに、光検出手段59は、光検出制御手段60により、分光データ増幅の度合い（分光データゲイン）を変更することが可能である。

【0029】前記タイミング制御手段26は、分光測定動作を制御するための測定制御信号を観察手段である観察装置7内タイミングジェネレータ40より出力されるタイミング信号を基に生成し、光検出制御手段60へ送出する。

【0030】前記データ処理手段27は、データ登録手段41と、データファイル42と、測定制御手段10と、トリガ手段31とから構成されている。

【0031】前記トリガ手段31は、光検出制御手段60及び画像記録手段88に接続され、それぞれ分光データトリガ信号及び画像記録トリガ信号の出力をを行う。

【0032】前記データファイル42は、附帯データファイル43、画像データファイル44、及び分光データファイル45より構成されている。

【0033】データ登録手段41は、附帯情報処理手段46、画像データ処理手段47及び分光データ処理手段48より構成され、それぞれ附帯データファイル43、画像データファイル44、分光データファイル45に接続されている。

【0034】前記測定制御手段10は、分光器24及びデータ登録手段41に接続されている。

【0035】図2に示すように測定制御手段10は、分光器24に測定動作を制御するパラメータを送出する制

御パラメータ送出手段11と、この制御パラメータ送出手段11から送出されたパラメータによって分光器24で測定した測定データが出力され、予め設定された評価基準により評価し、最適であると評価した測定データをデータ登録手段41の分光データ処理手段48に送出するデータ評価手段12と、前記制御パラメータ送出手段11から分光器24へ送出する複数のパラメータを設定し、前記制御パラメータ送出手段11に設定パラメータを出力する制御パラメータ設定手段13とで構成されている。

【0036】なお、前記附帯情報処理手段46は、光検出手段59の分光データゲインパラメータを保持し、これを光検出制御手段60へ送出及び附帯データファイル43へ格納する。また、この附帯情報処理手段46は、被写体30及び測定プローブ25に関する情報を、分光データ処理手段48へ送出する。さらに、前記画像データ処理手段47は、デジタル画像データを画像データファイル44へ格納する。又、分光データ処理手段48は、分光データの格納及び取り出しを、分光データファイル45に対して行う。また、画像記録手段88は、タイミングジェネレータ40及びトリガ手段31に接続されている。

【0037】上述のように構成した内視鏡分光システム1の動作を説明する。内視鏡4の挿入部28を体腔内の所定部位に挿入し、消化管粘膜の分光測定を行う場合、前記挿入部28のチャンネル49を介して分光測定用の測定プローブ25を挿通して、分光測定用ランプ54から放射された白色光を、測定光源コネクタ53から測定プローブ25の照明用ファイバ束51に導光して被写体30を照明する。そして、測定プローブ25が粘膜に接触していない状態、つまり粘膜から測定プローブ25が離れている状態又は粘膜に接触させた状態で測定を行う。

【0038】前記測定プローブ25が粘膜から離れている状態では、測定のたびに粘膜と測定プローブ25との距離が変化することによって、光量が変化して、満足な測定を行えないことが考えられる。すなわち、分光器24に設けられたI.I.やMOSラインセンサのゲインを固定した状態では、粘膜と測定プローブ25との距離によってはS/Nが極端に変化する。このため、本実施形態においては、このような状況下での測定に対応するため、測定制御手段10によって、例えばセンサーのゲインを感度の低い状態から高い状態に変化させて、前記センサのダイナミックレンジ内で最適な測定条件データを測定値として取得するようにしている。

【0039】この最適な測定条件データを取得するため、図3に示す観察用モニタ8の画面上、又はこの観察用モニタ8とは別のモニタに制御パラメータ設定画面14を表示させ、どのようなパラメータの組合せで測定を行ふかを指定する。つまり、I.I.のゲイン設定を行

う I. I. ゲイン 14 a 及び MOS ラインセンサのゲイン設定を行う AMP ゲイン 14 b から例えばマウス操作によって選択を行う。

【0040】つまり、まず、制御パラメータ設定手段 13 では予め設定されているパラメータセットや術者によって設定されているパラメータセットを制御パラメータ設定画面 14 から複数選択して制御パラメータ送出手段 11 に伝送する。すると、この制御パラメータ送出手段 11 では選択されたパラメータセットを順番に 1 つずつ全て分光器 24 に送出していく。本実施形態では、前記パラメータ設定画面 14 に示す No1 から No5 に示す 5 つのパラメータが設定されているので、制御パラメータ送出手段 11 では感度の低い No1 のパラメータから順に分光器 24 への送出を行う。

【0041】前記 No1 のパラメータを受けた分光器 24 ではこのパラメータにしたがった測定を行う。そして、このときの測定結果をデータ評価手段 12 に送出する。このデータを受けたデータ評価手段 12 では、この測定結果は一旦測定制御手段 10 内のメモリなど記憶媒体に記録しておく。

【0042】次に、前記 No1 のパラメータから No2 のパラメータに移行し、この No2 のパラメータを前記制御パラメータ送出手段 11 から分光器 24 へ送出する。そして、上述した No1 のパラメータを送出したときと同様に前記分光器 24 において送出された No2 のパラメータにしたがった測定を行い。そして、そのときの測定結果をデータ評価手段 12 に送出し、この測定結果を前記 No1 の測定結果データとともに測定制御手段 10 内の記憶媒体に記録しておく。続いて、パラメータを移行して、全てのパラメータにしたがって測定を行うとともに、各パラメータによって得られた全ての測定結果を測定制御手段 10 内の記憶媒体に記録しておく。

【0043】次いで、全てのパラメータに対応する測定結果が測定制御手段 10 内の記憶媒体に記録された状態で、データ評価手段 12 において 5 つの測定データを評価基準にしたがって評価して、最適な測定結果となった測定データだけを測定制御手段 10 から分光データ処理手段 48 に送出する。

【0044】ここで、データ評価手段 12 内での動作について説明する。分光器 24 からデータ評価手段 12 には各パラメータに応じて、センサーの波長に相当するチャンネルと強度との関係に相当するグラフを描くのに必要な分光強度データが output されて記憶されている。

【0045】前記分光器 24 で得られた分光強度データをグラフにすると図 4 に示すようになり、1 番目から 3 番目のパラメータで測定して得られた分光強度データでは中央部が突出したグラフが得られ、4 番目のパラメータで測定して得られた分光強度データでは中央部が略フラットなグラフが得られる。

【0046】データ評価手段 12 内ではこれら分光強度

データのうち例えば 1 番目と m 番目と k 番目のチャンネルのデータに着目し、これら 3 つのデータ間の差が予め設定されている閾値以下であるか否かを判断している。つまり、図 4 の 4 番目のパラメータで得られグラフで略フラット領域があることで、測定光がセンサーのダイナミックレンジを越えて飽和状態になっていることがわかる。つまり、この 4 番目のパラメータで設定して測定を行った場合にはセンサーのダイナミックレンジを越えていると判定する。

【0047】このため、前記データ評価手段 12 においては、飽和状態であると判定されたデータの 1 つ前のパラメータで測定して得られた結果、つまり、図 4 に示す 3 番目のパラメータによる最終的な測定データを分光データ処理手段 48 に送出する。

【0048】このように、予め、制御パラメータ設定手段に設定してある複数のパラメータセットを繰り返し制御パラメータ送出手段から分光器へ送出し、分光器において送出されたパラメータにしたがって測定を行い、そのときの測定結果をデータ評価手段に送出して記憶媒体に記録してデータ評価手段内においてこれら複数の測定データを評価基準にしたがって評価して、最適な測定データを測定制御手段から分光データ処理手段に送出することによって、測定プローブが粘膜から離れている状態での測定を行った際に、AGC を搭載していない分光手段においても最良の S/N で最適な観察を行った測定データを得ることができる。

【0049】また、パラメータ設定とデータ評価基準を測定対象及び分光手段の特性に応じて術者が設定して効率的に有効なデータを取得することができる。

【0050】なお、上述した評価基準では、例えば極端に暗い光が入射した場合には、ダイナミックレンジ内であってもデータ間に差が生じないことから飽和状態として判定される可能性がある。このため、図 4 に示す閾値 (θ1) を予め設定し、この閾値以上のデータに対して、飽和判定を行うようにするとよい。

【0051】また、上述したようにダイナミックレンジ内にデータが収まっているか否かという飽和判定による評価基準の他に、データの S/N という観点、つまり、S/N が悪いとデータがばらつくことから、このばらつきを定量的に判断して評価を行うようにしてもよい。この評価基準について説明する。

【0052】式 (1) は、S/N の計算方法を示す式である。

【0053】

$$\Delta M_i(\lambda) = |M_i(\lambda) - m_i(\lambda)|$$

$$S/N = \text{Var}^{-1}(\Delta M_i(\lambda)) \quad (1)$$

ここで、 $M_i(\lambda)$: i 番目のパラメータで測定した結果

$m_i(\lambda)$: $M_i(\lambda)$ の平滑化データ

$\text{Var}()$: 分散

まず、式 (1) に示したようにあるパラメータ i で測定

されたデータ $M_i(\lambda)$ の平滑化データ $m_i(\lambda)$ を求める。平滑化は、移動平均法や周波数フィルタリングなどの方法、あるいは、1つのパラメータで複数回データを測定し、その積算平均を平滑化データとして考えるようにもよい。

【0054】次に、測定データ $M_i(\lambda)$ と平滑化データ $m_i(\lambda)$ の差分の絶対値を計算し、この分散をチャンネル方向（波長方向）に計算する。なお、前記平滑化データが複数回測定の積算平均で計算されている場合は、ある回数目データを $M_i(\lambda)$ とする。そして、最後に S/N を分散の逆数値として計算する。

【0055】このアルゴリズムによれば、測定データにノイズが多ければ、分散は大きくなり S/N が小さくなつて、すなわち S/N が悪くなる。よつて、データ評価手段12における評価基準は、複数のパラメータで測定されたデータの S/N を上記方法で計算し、この計算結果から S/N が最良のものを測定結果として分光データ処理手段48に送出する。

【0056】なお、前記データ評価手段12内の評価基準の方法は、本実施形態に示したものに限定されるものではなく、測定対象や分光手段の特性に応じて、術者が任意に設定或いは変更することができるものである。

【0057】また、本実施形態においては、いったん設定した全てのパラメータを順次送出して測定を行い、それぞれのパラメータに対応する測定結果を全て記録してからデータを評価し、その評価結果から最適なものを決定して測定データとして分光データ処理手段に送出する形態を取っているが、パラメータの送出、データの測定、データの評価というサイクルを1回ずつ行い、このサイクルを繰り返し行っている途中に評価基準をクリアした段階でパラメータ送出を停止して測定結果を分光データ処理手段に送出する構成であつてもよい。

【0058】図5は本発明の第2実施形態に係るデータ評価手段の構成を示す図である。

【0059】前記第1の実施形態に示したように測定データを得る際、測定中に例えば胃の粘膜で起こるハレーション等の影響で鏡面反射によるデータを取得してしまい、測定データが無効になることがあった。このため、測定後に測定データが有効であるか無効であるかを判断する必要があり、この判断を瞬時に行うことによって、測定結果データが無効であるときには、粘膜と測定プローブ25との距離や位置を変化させる前に再測定を行える。

【0060】このため、本実施形態においては図5に示すようにデータ評価手段12を複数の参照データを備えたデータベース15に接続している。つまり、データ評価手段12では、データベース15内に記録されている複数の参照データと測定データとの類似度を比較することによって、測定データの有効性を判定している。

【0061】つまり、このデータベース15には、予

め、例えばハレーションによる無効データを検出するための参照データとして測定光源の分光データなど無効データとして扱われる参照データが複数記録されている。

【0062】このため、分光器24からデータ評価手段12に出力された測定データは、このデータ評価手段12で分光器24から送出された測定データとデータベース15に記録されている1つ以上の参照データとの類似度を比較して行われる。

【0063】この類似度の計算は、例えば式(2)の相関係数の計算式で行う。

【0064】

【式1】

$$R = \frac{1}{NS_D S_M} \sum_{\lambda=\lambda_{\min}}^{\lambda_{\max}} (D_i(\lambda) - \bar{D})(M(\lambda) - \bar{m}) \quad (2)$$

ここで、 R ; 類似度

$D_i(\lambda)$; i 番目の参照データ

$M(\lambda)$; 測定データ

S_D ; $D_i(\lambda)$ の標準偏差

S_M ; $M(\lambda)$ の標準偏差

\bar{D} ; $D_i(\lambda)$ の平均値

\bar{m} ; $M(\lambda)$ の平均値

λ_{\min} ; 測定波長域の最小値

λ_{\max} ; 測定波長域の最大値

例えば、測定データとハレーションデータとの相関係数が、予め設定されている閾値以上であるときには、この測定データを鏡面反射などによるハレーションデータとして扱って無効データとして判定する。そして、データ評価手段12では、例えばモニタ上に警告メッセージを表示したり、ブザーの音やランプの点滅などでこの測定データが無効データであることを術者に告知する。術者は、この告知を受けることにより、今測定したデータが無効であることを瞬時に判断して、同じ被写体に対して、即座に条件設定をし直すこと無く再測定を行える。

【0065】このように、分光器の測定データを測定制御手段に入力させた際、直ちにデータ評価手段によってこの測定データとデータベースに予め記録されている参照データである無効データとを比較して、測定データが有効なデータであるか無効なデータであるか判定することによって、万一測定データが無効であるとき、術者は同じ測定位置での再測定を瞬時に行うことができる。このことによって、検査時間を長引かせることなく、被検者にかける負担を増大させることなく、最良の測定データの収集が行える。

【0066】なお、参照データとしてはハレーションによる無効データを検出する測定光源の分光データに限定されるものではなく、例えば術者の注目している病変の有する固有パターンなどを参照データとして登録しておき、測定しているデータの中から相関係数の高い値のものを抽出できるようにしてもよい。

【0067】図6及び図7は本発明の第3実施形態に係り、図6は内視鏡分光システムの他の構成を示すブロック図、図7はフィルタターレットの構成を示す図である。

【0068】前記第1の実施形態では、最適状態で測定を行うため、分光器の測定動作を制御するため測定パラメータを変更して測定を行ったが、分光器に使われているシステムによっては、高速にパラメータを切替え動作させることができないものがある。また、被写体が動くものである場合には、パラメータの切替えに時間がかかるので第1の実施形態の方法を適用することが難しくなることがある。このため、本実施形態においては測定動作を制御するパラメータの変更を行うことなく、最適な測定を行えるようにするものである。

【0069】図6に示すように本実施形態においては分光測定用の測定光用光源装置9の光路上にフィルタターレット16aを設けている。このフィルタターレット16aにはモータ16bが接続されており、このモータ16bには電源16cが備えられている。

【0070】図7に示すように前記フィルタターレット16aには透過率の異なる複数のフィルタ9a, 9b, …が設けられている。本図の複数のフィルタ9a, 9b, …は透過率が異なる中性濃度フィルタ（いわゆるNDフィルタ）である。

【0071】上述のように複数の透過率の異なるNDフィルタ9a, 9b, …を設けて構成されたフィルタターレット16aは、タイミング制御手段26により分光器24と同期を取ってモータ16bによって回転する。したがって、1回の測定トリガーで、複数のフィルタ9a, 9b, …に対応する照明強度による測定データを得られる。このとき、分光器24のセンサーのゲインは固定された状態であり、複数の照明光強度に対応する測定データが測定制御手段10内のデータ評価手段12に入力される。そのことにより、このデータ評価手段12では、上述した実施形態に示した評価基準にしたがって、センサーのダイナミックレンジ内で最適なデータとなるフィルタを決定する。

【0072】なお、評価する方法としては、前記第1の実施形態で説明した方法をそのまま適用するが、第1の実施形態におけるセンサーのパラメータに対応する複数データの代わりにパラメータは複数の照明光レベルに対応するデータになっている。

【0073】このように、分光手段の測定パラメータの変更の動作に時間がかかるて容易に行えないタイプのシステムの場合にも、測定光用光源装置の光路上に設けた複数のフィルタを交換して測定データを取得して所望のフィルタを決定することによって、第1の実施形態と同様の作用及び効果を得ることができる。

【0074】なお、本実施形態に示したように、照明強度の変更は、フィルタターレットに設けた複数のフィル

タによる方法に限定されるものではなく、タイミング制御手段26によって照明用の電源を制御して直接、測定光の照度を制御するようにしても同様の作用及び効果を得られる。

【0075】ところで、上述したシステムにおいて、測定プローブを異なるタイプのものに交換するなどシステム構成要素の一部の交換あるいは変更を行なう場合がある。このような場合、測定プローブの特性差等によって、分光器の測定パラメータを変更する必要が生じるので、測定パラメータの変更と測定とを繰り返し行ってそれぞれについて測定値を確認して、測定パラメータの再調整を行なっていたので、システム構成要素の一部の交換あるいは変更に伴う、測定パラメータの再調整を容易に行えるシステムが望まれていた。

【0076】このため、測定プローブの交換など、システム構成要素の交換あるいは変更に伴う測定パラメータの再調整を行う際、元の状態（標準状態）の測定値と、交換・変更後における測定値とを比較することで再調整後のパラメータを決定するようにしている。

【0077】つまり、前記図5に示したデータベース15に、標準使用状態における複数の測定パラメータで測定された測定データを、測定パラメータと測定データとの組合せの参照データとして記録しておく。この参照データとしては、例えば標準白色板など安定した特性をもつ被写体を測定したものである。

【0078】例えば、測定プローブを交換した場合、データベース15に参照データを記録したときと同様の被写体を用いて、複数のパラメータによる測定を行い、これら測定データをデータ評価手段12に記録してこれを評価データとする。

【0079】次いで、この評価データを、データベース15の参照データと比較して、参照データに近い評価データを抽出し、この評価データに対応する測定パラメータを、再調整後のパラメータにする。

【0080】このことにより、必要な測定パラメータの再調整を、簡便に短時間で行なうことが可能になる。

【0081】図8ないし図10は本発明の第4実施形態に係り、図8は内視鏡分光システムのより詳しい構成を示すブロック図、図9は検査コンテンツ手段の作用を示す図、図10は検査一覧画面上で検査コンテンツの関連付けを示す図である。

【0082】経内視鏡的分光測定システムで測定収集された測定データは、検査単位で管理されている。このため術者は、測定データにどのような症例を含んだ検査だったかなどの検査内容を確認する際、その検査で測定した検査データを閲覧して確認するが、検査内容の概要だけを確認したい場合であっても、検査データを含むデータ閲覧作業を行わなければならないので、煩わしい作業であった。このため、測定データ内の検査データの閲覧をすることなく、測定データ内に含まれている検査内容

の概要を把握する手段が望まれていた。

【0083】図8に示すようにデータ処理手段27は、測定データ管理手段84と、附帯情報処理手段46に関連性の高い画像データと分光データをリンクするためのリンク情報を生成するリンク情報生成手段85と検査コンテンツ管理手段100とを備えている。

【0084】測定データ管理手段84は、データファイル42に格納されたデータをユーザーが閲覧するためのユーザーインターフェースを提供する測定データ閲覧手段86と、ユーザーの要求に応じて測定データの解析を行う測定データ解析手段87と、ユーザーの要求に応じて測定データ、及び又は、測定データ解析結果を表示モニタや外部ファイルへ出力する測定データ出力手段89から構成されている。

【0085】内視鏡分光システム1を使用する術者は、分光測定、及び画像記録を行う前に、測定に関する附帯情報を入力する。この附帯情報には、患者の姓名、性別、年齢や日付などの情報が含まれ、附帯情報処理手段46にて情報を処理される。

【0086】一方、リンク情報生成手段85は、画像データ処理手段47及び分光データ処理手段48を経て、各々データファイル42に格納された画像データと分光データのうち、関連性の高いデータファイルをリンクするためのリンク情報を生成する。

【0087】さらに、分光データと、分光データ処理手段48で行われる補正処理に必要で、かつ最適な測定リラレンスなどのデータとのリンク情報も生成する。このリンク情報を利用することで、分光データ処理手段48は精度の高い補正処理を行うことができる。

【0088】また、検査コンテンツ管理手段100は、検査内容を示す表現と、検査内容の意味を対応づけるすなわち検査コンテンツの抽象表現とその具体的な意味を関連付ける検査コンテンツ登録手段101と、予め登録された検査に対して、検査コンテンツ登録手段で登録された検査コンテンツとの対応づけを行う検査コンテンツ付与手段102とから構成されており、前記検査コンテンツの内容を表示する検査コンテンツ表示手段が測定データ閲覧手段86内に設けられている。

【0089】ここで検査コンテンツとは、術者が設定する検査内容を表す記号や数字、又はアイコンなどのイメージなどの抽象表現であり、この抽象表現は具体的な意味と対応づけられて管理されるものである。前記抽象表現の種類を例えば数字とする場合、検査コンテンツとして数字1は早期がんなどの重要症例を含む検査、数字2は染色画像のデータを含む検査、数字3は分光測定データを行わず画像データのみの検査、数字4はテストデータのみで特に必要としないデータ、数字5は不要データなど、術者によって予め都合の良いように設定されるものである。

【0090】実際に検査コンテンツとその意味を登録す

る作業を行う場合には図9に示すように、測定データ閲覧手段86の検査コンテンツ表示手段によって表示される検査コンテンツ登録画面103で行う。本図に示す作業は、コンテンツ「3」に対して、「検査内に重要症例を含む」という意味を登録するもあり、このように登録された検査コンテンツは、コンテンツとそれに対応する意味が対応テーブルとして附帯データファイル内で管理される。

【0091】そして、検査コンテンツ管理手段内に設けられた検査コンテンツ付与手段は、検査と検査コンテンツの関連付けを行う。図10に示す検査一覧画面104上で行われる。本画面は、検査ID「250」の検査者に対して、検査コンテンツ「3」を関連付けしているところである。

【0092】このことによって、検査コンテンツ付与手段によって検査と検査コンテンツとを関連付け、その情報が附帯データファイルに登録される。

【0093】このように、いったん検査コンテンツが付与された検査に対しては、術者は検査一覧画面を見るだけで、その検査の内容の概要を把握することができる。

【0094】なお、前記検査コンテンツを削除フラグとして使用することも可能である。つまり、ある検査コンテンツを不要データとして登録しておけば、検査一覧を画面上に表示する段階で、検査コンテンツに不要データを意味する検査コンテンツが対応付けられていれば、その検査コンテンツを画面上に表示しないようにすることができる。このことにより、データとして物理的に削除することなく、術者が見る画面上にその内容が表示されないので、あたかも削除した状態で観察を行える。当然、内容については物理的に削除されているわけではないので、必要に応じて、検査コンテンツを変更することで、画面上に反映させることが可能である。

【0095】図11及び図12は本発明の第5実施形態に係り、図11はデータファイルの構成を示す図、図12はその作用を示す図である。

【0096】経内視鏡的分光測定システムでは、患者情報などの付帯情報と測定データである画像データ及び分光データを管理するものであるが、術者によっては、測定データと該システム以外により発生した外部データである例えば、生理標本の顕微鏡画像などを前記測定データや附帯情報に対して関連付けて閲覧することが必要になる場合があった。このような場合、経内視鏡的分光測定システムからの測定データ、附帯情報の表示と、外部アプリケーションによる外部データの表示というように、別々のシステムを操作していたので経内視鏡的分光測定システムで管理されるデータと、外部データとを関連付けて閲覧するための手段が望まれていた。

【0097】図11に示すように本実施形態においては、データファイル42内に前記リンク情報生成手段85に接続された外部ファイルリンク管理手段となる外部

ファイル情報部105を設けている。この外部ファイル情報部105は、外部ファイル106のファイル自体を記録するのではなく、内視鏡分光装置で生成される内部データ以外のデータである各外部ファイル107、108、109…など附帯データや測定データと関連付けられる外部データのネットワーク形態を含むファイルシステム上における位置と内部データとの対応づけを行う情報を有するものである。

【0098】つまり、本実施形態においては、例えば分光測定を行った段階で採取された組織標本画像を外部ファイルとする。術者は、検査一覧からある検査を選択して、その中の測定データを表示する。そして、別のシステムで作成した組織画像と関連付ける、画像データ及び分光データを選択する。

【0099】そこで、複数種類のコマンドで構成されたメニューから”外部ファイルのリンク”を選択する。すると、外部ファイルを指定するためのウィンドウが開いて、術者は該当する組織画像を選択して決定する。その結果、該画像データ及び分光データと組織画像とのリンク情報は、外部ファイル情報部105に記録される。

【0100】具体的には図12に示すようにまず同図(a)に示すように術者は、検査一覧からID「0230」の検査を選択する。すると、同図(b)、(c)に示すように、その検査内に含まれる測定データを表示させる。このとき、外部ファイルとのリンクが存在するデータ110については、測定データ表示近傍に、関連する外部ファイルへのリンクが存在することを示すマークー111が表示される。同図(d)に示すように、術者がマークー111が表示されている測定データ110でコマンドメニュー112を表示させ、そこから”外部ファイル表示”を選択すると、同図(e)に示すように外部ファイル閲覧のためのビューワーが起動し、画面上に組織標本画像113が表示される。

【0101】ここで、前記外部ファイルを表示するためのビューワーを経内視鏡的分光測定システム内の表示機能の一部として組み込んでもよい。また、外部ファイルのファイル形式が複数にわたる場合には、外部ファイルの閲覧をするときだけ、本システム以外のアプリケーションを起動させて表示することも可能である。

【0102】このように、測定データや付帯情報と外部ファイルへのリンクの情報を外部ファイルのファイルシステム内の位置情報として管理することで、外部ファイルのファイル形式を選ぶことなくリンクを生成し管理することができる。

【0103】図13及び図14は本発明の第6実施形態に係り、図13は測定データ管理手段を説明する図、図14はその作用を説明する図である。

【0104】経内視鏡的分光測定システムのように、データをシステム内で管理し、閲覧するシステムでは、そのデータ保守性、操作性、データへのアクセス速度など

の点で優れている。しかし、いったん、上記システムで管理されたデータを統計解析パッケージなどの外部アプリケーションで利用する場合、そのデータコンバートが術者にとつては煩雑な作業になっていたので、一旦経内視鏡的分光測定システムで管理されたデータを外部アプリケーションで利用する際に必要なデータコンバート手段の提供が望まれていた。

【0105】図13に示すように本実施形態においては測定データ管理手段84内にデータコンバート手段121を設けている。このデータコンバート手段121は、システム外部に出力するデータを指定するデータ指定手段122と、出力するデータのログを作成するログ作成手段123と、データを術者の指定するデータフォーマットに変換し、外部ファイルとして出力するデータ変換出力手段124とで構成されている。

【0106】図14(a)に示す検査一覧124において、術者は外部ファイルとして出力したい検査を選択する。本図においては複数の検査を選択した状態を表わしている。なお、検査内のデータを個別に選択するようにしてもよい。

【0107】次いで、コマンドメニュー125から「外部ファイルへの出力」を選択する。すると、最初に同図(b)に示すようになログファイル127が作成される。

【0108】このログファイルは、同図(a)に示した患者ID、名前、検査日、測定部位、診断情報などの付帯情報と、測定データファイル名で構成されるカラム形式のデータである。

【0109】このようなログファイルは、統計解析などのアプリケーションの使用を考えた場合、大量のデータをそのデータが持つ属性（例えば、測定部位や診断情報）により分類したり、場合によってはアプリケーションがその属性情報を利用することが考えられるからである。

【0110】このようなログファイルがログ作成手段により作成された後、ログ変換手段によってデータファイルから必要なデータが抽出され、例えばアスキーフォーマットやバイナリ形式など、術者が指定するファイル形式により外部ファイルとして出力される。

【0111】このように、統計解析パッケージなど外部のアプリケーションでの利用を考えた場合、簡単に大量のデータを外部ファイルとして出力でき、さらにログファイルを作成することで、アプリケーションの利用効率を図ることができる。このようなログファイルを出力することにより、外部のアプリケーションでデータを利用する際の効率が向上する。

【0112】図15ないし図17は本発明の第7実施形態に係り、図15は内視鏡分光システムの概略構成を示す図、図16は測定制御手段と分光器、データファイルとの関係を示す図、図17は測定リファレンス手段の概

略構成を示す説明図である。

【0113】従来、測定プローブによって測定リファレンス手段内の常用白色板を測定する際、測定プローブを測定リファレンス手段内に押し込む動作と、分光手段に測定開始トリガーを送信させる動作を同時にしなければならなかった。また、測定プローブが測定リファレンス手段内の所定の測定位置に配置されていない状態で、測定開始トリガーを送信してしまうことによって正しい測定値を得られないという問題があった。このため、常用白色板測定の省力化及び常用白色板測定値の精度向上が望まれていた。

【0114】図15及び図16に示す本実施形態の内視鏡分光システム1は、電子内視鏡装置2と、内視鏡分光装置3とで構成されている。前記内視鏡分光装置3は、白色光光源を具備した測定光源装置9と、被写体からの反射光を分光し測定する分光手段である分光器24と、前記測定光源装置9からの測定光を被写体に照射し、被写体からの反射光を前記分光器に導光する測定プローブ25と、前記電子内視鏡装置2と分光器24の動作タイミングを制御するタイミング制御手段26と、分光器24の出力データを処理するデータ処理手段27と、情報を表示する情報表示手段である情報表示装置131と、標準測定被写体となる常用白色板を内蔵したリファレンス装置130とから構成されている。

【0115】データ処理手段27は、データ登録処理手段41、データファイル42、測定制御手段10、トリガ手段31とから構成されている。また、観察装置7には測定ボタン6aが接続されている。タイミング制御手段26は、観察装置7からの信号を基にして、分光器24、トリガ手段31を制御するようになっている。

【0116】図16に示すように測定制御手段10は、制御パラメータ送出手段11と、データ評価手段12とを内蔵している。また、データ登録手段41には分光データ処理手段48が内蔵されている。

【0117】測定光源装置9で発せられた光は、測定プローブ25により被写体30に照射され、その反射光を分光器24へ導く。測定ボタン6aを導通させると、トリガ手段31は、分光器24に対して測定開始トリガーを送信し、タイミング制御手段26の制御による測定タイミングにより、測定動作が行われる。前記分光器24の測定動作により得られた測定値はデータ処理手段27に送信され、データ処理手段27に内蔵されたデータ登録手段41内の分光データ処理手段48においてデータ処理が行われる。データ処理された情報は、情報表示装置131に表示される。

【0118】なお、本実施形態の構成及び作用において前記第1実施形態と同様な部材に対しては同符号を付して説明を省略している。

【0119】図17に示すように測定リファレンス手段であるリファレンス装置130は、測定プローブ25を

挿通するための挿通穴132を備えた常用白色板ホルダー133と、常用白色板134とストッパー135と、測定スイッチ136とを備えて構成されている。

【0120】そして、測定プローブ25を挿通穴132に挿通させ、プローブ先端がストッパー135に押し当たったとき、常用白色板134による測定が行えるように、つまり、この測定プローブ25がストッパー135に押し当たった位置が白色板測定位置になっている。

10

【0121】このため、前記挿通穴132の内周面には弾性部材で形成したスイッチ部材137が突出しており、前記測定プローブ25が挿通穴内の所定位置に配置されたとき、この測定プローブ25の外周面によってスイッチ部材137が押圧されて測定スイッチ136が導通状態になる。

【0122】なお、測定スイッチ136は、測定ボタン6aと同様な配線になっており、導通状態になることにより、データ処理手段27内のトリガ手段31に対して測定開始トリガーを分光器24に送信する動作を行う。

20

【0123】このように、分光測定用の測定プローブを、常用白色板ホルダーの挿通穴より挿通し、白色板測定位置に配置されたとき、この測定プローブが測定スイッチのスイッチ部材を押圧することによってスイッチが導通して、データ処理手段内のトリガ手段から分光器に対して測定開始トリガーが送信されて分光器が測定を開始することによって、確実に所定の測定位置で安定した測定を行うことができる。このことによって、誤った位置での測定が防止される。

30

【0124】また、測定開始トリガーを送信する動作と、測定プローブを白色板測定位置へ到達させる動作とが同一動作であるため、作業者の動作が省力化される。

【0125】なお、本実施形態では、スイッチ部材137が押圧されることによってスイッチが導通状態になる測定スイッチ136を使用したが、測定プローブ25が所定位置に配置されることによってフォトインタラプタの光路を遮ることにより導通状態になるように測定スイッチ136を構成してもよい。

40

【0126】図18は本発明の第8実施形態に係るデータ処理手段の構成を示す図である。

【0127】測定プローブのファイバー折れや、測定光源光量の低下、常用白色板の汚れ、分光手段の経時変動など、時間の経過とともに内視鏡分光装置の構成要素の性能や特性が変化することによって、測定精度が低下するという問題があった。

【0128】このため、測定装置の経時変動を検出して測定精度の低下に対応することが望まれていた。

50

【0129】図18に示すように本実施形態においては測定制御手段10内のデータ評価手段12に経時変動検知手段141を内蔵している。この経時変動検知手段141は、データファイル42からのデータ読み込み及び分光器24から伝送される測定データの読み込みを行う

ものである。

【0130】まず、測定リファレンス手段である前記リファレンス装置130の常用白色板134を測定すると、この測定値は測定リファレンス値として使用される。このとき、前記経時変動検知手段141では、常用白色板測定値の波長入における基準測定値S及びその基準測定値Sに対する許容値である閾値Tをデータファイル42より取得する。

【0131】次に、前記経時変動検知手段141は、分光器24から常用白色板134の測定値の波長入における測定値Xを取得する。

【0132】次いで、経時変動検知手段141で、 $|S - X|$ とTとを比較し、もし $|S - X|$ の値がTの値よりも大きいときには、測定プローブ25のファイバー折れ、測定光源光量の低下、常用白色板134の汚れ、分光器24の経時変動などや、測定プローブ25と分光装置用コネクタ57との調整位置ずれ、常用白色板134の測定の失敗など、データ精度の低下が無視できない大きさであると判断して情報表示装置131にその旨を警告する。

【0133】このように、データ評価手段に設けた経時変動検知手段で $|S - X|$ とTとを比較して、測定プローブのファイバー折れや測定光源光量の低下或いは常用白色板の汚れ、分光手段の経時変動などのほかに、測定プローブと分光装置用コネクタとの調整位置ずれや常用白色板測定の失敗などを検出して、術者に対して精度の低いデータであることを警告することができる。

【0134】なお、測定プローブ25の先端部の汚れや測定光源コネクタ、分光装置用コネクタ57の汚れ、常用白色板134の汚れなどによって、測定値の光学特性が、ある波長範囲においてのみ変動することが考えられる。そのような場合には上述した実施形態では変動を検知することができないので、特定波長範囲における測定値の経時変動を検出する際には以下のように検出を行う。

【0135】本実施形態は前記実施形態の変形例であり、前記図18を用いて説明する。本実施形態では測定制御手段10内の経時変動検知手段141が、データファイル42からのデータ読み込みと、分光器24からの測定データの読み込みを行えるので、 $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \dots, \lambda_n$ は、分光器24の測定波長域内に分布する。

【0136】前記経時変動検知手段141では、常用白色板測定値の波長 $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \dots, \lambda_n$ における基準測定値S1, S2, S3, …, Snと閾値Tとをデータファイル42より取得すること及び、分光器24より常用白色板134の測定値の波長 $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \dots, \lambda_n$ における測定値X1, X2, X3, …, Xnを取得し、S1-X1, S2-X2, S3-X3, …, Sn-Xnをそれぞれ算出し、その標準偏差D(S-X)を算出する。

【0137】ここで、この標準偏差D(S-X)と、閾値

Tとを比較する。そして、もし、標準偏差D(S-X)が閾値Tより大きいときにはデータ精度の低下が無視できない大きさであると判断して情報表示装置に警告を発報する。

【0138】このように、常用白色板に汚れ等が付着したり、測定プローブの先端部に汚れが付着してある特定の波長範囲の測定値が低下した場合、測定波長域内に分布する複数の波長入に対応する常用白色板の測定値において、その一部の波長に対しての変動を検出して、ある特定の波長範囲の測定値低下による測定精度の悪化を防止することができる。

【0139】なお、本実施形態においては標準偏差D(S-X)を使用したが、分散S(S-X)を用いて測定するようにしてもよい。また、本実施形態ではS1-X1, S2-X2, S3-X3, …, Sn-Xnをそれぞれ算出し、その標準偏差D(S-X)を算出したが、S1/X1, S2/X2, S3/X3, …, Sn/Xnをそれぞれ算出し、その標準偏差D(S/X)又は分散S(S/X)を算出して閾値Tと比較するようにしてもよい。

【0140】図19ないし図21は本発明の第9実施形態に係り、図19は測定光源装置の構成を示す図、図20は遮光板を示す図、図21はデータ処理手段の構成を示す図である。

【0141】上述した実施形態の内視鏡分光システムは、内視鏡分光装置に面順次式内視鏡装置を組み合わせた構成であった。しかし、内視鏡分光システムにおいては、内視鏡分光装置と同時式内視鏡装置とを組合せて構成する場合がある。前記面順次式内視鏡装置における照明光では、遮光される期間があるため、その遮光期間内に内視鏡分光装置による測定を行っていたが、同時式内視鏡装置における照明光では常に被写体に対して光が照射されている。

【0142】すなわち、前記同時式内視鏡装置では照明光が照射されている間、遮光される期間がないので、前記面順次式内視鏡装置との組み合わせで使用される内視鏡分光装置で測定を行う場合、内視鏡光源の光成分が含まれてしまうことによって、測定精度が低下する。

【0143】このため、本実施形態においては同時式内視鏡装置を内視鏡分光装置に組み合わせた内視鏡分光システムを以下のように構成している。

【0144】本実施形態の電子内視鏡装置は、同時式内視鏡装置であり、先端部より一定の分光分布の照明光を連続的に出射する。図19に示すように前記内視鏡装置と使用される測定光源装置9Aには遮光装置142が内蔵されている。この遮光装置142は、2分割された回転フィルタ又は遮光板143と、この遮光板143を回転させるモータ144と、このモータの144の制御を行なうモータ制御装置145とで構成されている。このモータ制御装置145は、測定ボタン6aの導通をタイミング制御手段26によって検知するようになっている。

【0145】図20に示すように遮光板143は、モータ144によって回転されることによって、測定光源装置9Aから出射される照明光を出射している状態又は遮光されている状態にする。

【0146】図21に示す符号27はデータ処理手段であり、本実施形態のデータ処理手段27の分光データ処理手段48には内視鏡光源成分除去手段146が設けられている。

【0147】前記観察光源装置5から出射される光は、同時式内視鏡装置の先端部より連続的に発せられているが、前記遮光装置142のモータ144によって遮光板143が回転することにより、測定光源装置9Aから出射される光は、測定プローブ25の先端部より断続的に発せられる。

【0148】前記遮光装置142のモータ144は、モータ制御装置145により、回転動作と停止とが制御されており、このモータ制御装置145はタイミング制御手段26によりその動作制御がなされている。このため、測定ボタン6aが導通状態でない間は、タイミング制御手段26による制御によって、遮光装置142は測定光源装置9Aの光を遮断した状態になる。

【0149】このとき、一定の時間tの間隔で、トリガ手段31は測定開始トリガーを分光器24へ送信して、測定プローブ25の受光ファイバー52に導かれた被写体反射光を分光器24で測定する。この測定値Xは、内視鏡光源成分除去手段146で保持され、かつ一定時間tごとに更新されていく。

【0150】前記測定ボタン6aが導通状態になると、タイミング制御手段26は、遮光装置142のモータ144を回転させて、測定光源装置9Aから出射される光を測定プローブ25の先端部より被写体へ照射する。

【0151】一方、トリガ手段31は、分光器24に対して測定開始トリガーを送信し、測定プローブ25の受光ファイバー52に導かれた被写体反射光を分光器24で測定する。この測定値をYとする。

【0152】続いて、遮光装置142のモータ144が回転して測定光源装置9Aからの光を遮断する。このとき、分光器24による測定は行われない。

【0153】分光データ処理手段48では、内視鏡光源成分除去手段146においてY-Xを計算し、この差分Zを被写体測定値としてデータファイル42に保存する。

【0154】このように、同時式内視鏡を使用して測定プローブで測定した値には、照明光源装置による光の成分(照明光源光成分)が含まれているが、内視鏡光源成分除去手段を設けて照明光源光成分を取り除いて分光成分の測定を行うことができる。また、測定プローブから発する測定光源光は、測定時のみしか発せられないため、同時式内視鏡における観察を容易にする。

【0155】ところで、分光手段で得られる出力値の分

解能は、測定値によらず一定である。また、出力値には上限値が設定されている。このため、被写体の分光特性が波長により大きく異なる場合、分光手段の出力値の低いものの、分解能/出力の値が大きくなる。すなわち、有効桁数が小さくなってしまう。このため、精度向上の目的で有効桁数を多くするため、分光手段の測定ゲインのパラメータを上げると、上限値を超える値が出ることによって正しい値を得られなくなってしまう。

【0156】このため、分光手段の出力値の低いものの測定精度の向上が望まれていた。

【0157】図22ないし図27を参照して実施形態を説明する。図22は、従来の分光測定値を示すグラフ、図23は測定光源装置の構成を示す図、図24は回転フィルタの構成を示す図、図25は各フィルタの分光分布を示す図、図26はデータ処理手段の構成を示す図、図27は各分光分布での測定値例を示すグラフである。

【0158】図22は分光測定値例であり、従来の測定光源装置より発せられる単一の光によって測定された値である。図に示すようにこれ以上分光手段のゲインパラメータをあげると、分光手段出力値の上限Uを超えてしまって、部分的に壊れた測定値になってしまう。

【0159】図23に示すように本実施形態の測定光源装置9Bは、フィルタ選択装置151を内蔵している。このフィルタ選択装置151は、モータ152と回転フィルタ153とモータ制御装置154とからなり、このモータ制御装置154はタイミング制御手段26によりその動作を制御されている。

【0160】図24に示すように回転フィルタ153は、第1フィルタ155、第2フィルタ156、第3フィルタ157を備えており、この回転フィルタ153が回転することによって、測定光源装置9Bから発せられる光の分光分布が変更されるようになっている。

【0161】つまり、この回転フィルタ153の第1フィルタ155、第2フィルタ156、第3フィルタ157を通過して測定光源装置9Bから発せられる光の分光分布は、図25に示すようにそれぞれ分光分布1、分光分布2、分光分布3となっている。

【0162】図26に示すように本実施形態の分光データ処理手段27はデータ登録手段41に測定値合成手段158を有している。

【0163】なお、制御パラメータ送出手段11は、各分光分布に対応する分光手段24のゲインパラメータを初期値として保有し、測定値合成手段158からの指示により、このゲインパラメータを変更することが可能になっている。

【0164】まず、フィルタ選択装置151において、モータ152が回転フィルタ153を回転させることにより、測定光源装置9Bから発せられる光(測定光源光)の分光分布を変更することができるようになる。このフィルタ選択装置151のモータ152は、タイミング制

御手段26により制御されるモータ制御装置154によって、回転運動と停止動作とが制御され、測定光源装置9Bから発せられる光の分光分布を切替えることができるようになっている。

【0165】前記測定ボタン6aを導通状態にすると、タイミング制御手段26によりフィルタ選択装置151が制御され、測定光源装置9Bから発せられる光の分光分布をまず分光分布1に切り替え、タイミング制御手段26の制御によってトリガ手段31が分光手段24に対して測定トリガーを送信して測定を行う。続いて、タイミング制御手段26は、同様にして測定光源装置9Bから発せられる光の分光分布を分光分布2、3に順次切り替えて、測定を行う。

【0166】このときの、各測定における分光手段のゲインパラメータは、制御パラメータ送出手段11が、自身の保持するそれぞれのパラメータ初期値を送出することにより決定される。

【0167】次に、測定値合成手段158において、各分光分布1、2、3における分光手段出力値の最高値M1、M2、M3と、分光手段出力値上限Uとを比較する。ここで、もし上限Uより最高値M1、M2、M3の方が小さい場合には該当する分光分布1、2、3における測定のゲインパラメータを上げるように、大きい場合には該当する分光分布1、2、3における測定のゲインパラメータを下げるよう、それぞれ制御パラメータ送出手段11に対して指示し、制御パラメータ送出手段11は、自身の保持する各分光分布に対応するゲインパラメータを変更する。

【0168】次いで、測定値合成手段158は、タイミング制御手段26に対して測定動作の要求を出し、再び、分光分布1、2、3において測定を行う。

【0169】そして、上記測定動作を繰り返し行って、各分光分布の分光手段出力値の最高値M1、M2、M3が分光手段出力値の上限Uより低く、かつより上限Uに近い値になるように、各分光分布の測定におけるゲインパラメータを調整する。

【0170】ここで、各分光分布におけるゲインパラメータを例えばG1、G2、G3とする。このG1、G2、G3のゲインパラメータにおけるゲイン係数をH1、H2、H3とし、ゲインG0のときの分光手段出力値に対してH1倍、H2倍、H3倍の分光手段出力値を得るものとする。

【0171】図27に示すように前記測定値合成手段158において測定光源光が実線に示す分光分布1のときの入1から入2までの値を1/H1倍した値と、測定光源光が一点鎖線に示す分光分布2のときの入2から入3までの値を1/H2倍した値と、測定光源光が二点鎖線に示す分光分布3のときの入3から入4までの値を1/H3倍した値とを用いて合成測定値を作成する。

【0172】このように、各波長範囲ごとに、被写体の

分光反射率に応じてゲインパラメータを変動させることにより、被写体の分光反射率の低い波長においても測定値の有効桁数を多くして測定精度を向上させることができる。

【0173】なお、上述した実施形態ではフィルタ選択装置151のフィルタ155、156、157を変更するたびに、分光手段のパラメータを変更していたが、分光手段のパラメータ変更に要する時間のため、測定値を得るまでに時間がかかるという問題があった。このため、短時間で有効桁数の多い測定値を取得する方法を説明する。

【0174】この場合には回転フィルタ153に第1フィルタ155、第2フィルタ156、第3フィルタ157が装着されているとき、測定光源装置9Bから発せられる光の分光分布は、図28に示すようにそれぞれ分光分布1A、分光分布2A、分光分布3Aであり、それぞれの透過率の最高値が異なっている。この透過率の相違は、それぞれの被写体の分光反射率分布予測データに基づいて決定される。

【0175】まず、フィルタ選択装置151において、モータ152が回転フィルタ153を回転させることにより、測定光源装置9Bから発せられる光(測定光源光)の分光分布を変更できる。

【0176】このフィルタ選択装置151のモータ152は、モータ制御装置154により、回転運動と停止状態とが制御され、測定光源装置9Bから発せられる光の分光分布を切り替えることができるようになっている。

【0177】前記被写体の分光反射率分布が前記図22の分光測定値例に近似したものであるとわかっているものとする。分光手段出力値には上限があり、この上限値を上限Uとする。

【0178】前記図22は従来の測定光源装置より発せられる単一の光により測定された値であり、これ以上分光手段のゲインパラメータを上げると、分光手段出力上限Uを上回ってしまって、部分的に壊れた測定値を得ることになる。

【0179】回転フィルタ153に第1フィルタ155、第2フィルタ156、第3フィルタ157が装着されているとき、測定光源装置9Bから発せられる光の分光分布は、分光分布1A、分光分布2A、分光分布3Aようになる。

【0180】ここで、測定ボタン6aを導通状態にすると、タイミング制御手段26によりフィルタ選択装置151が制御され、測定光源装置9Bから発せられる光の分光分布を分光分布1Aに切替え、タイミング制御手段26の制御によりトリガ手段31が分光手段24に対して測定トリガーを送信し測定を行う。

【0181】続いて、タイミング制御手段26は、同様にして測定光源装置9Bから発せられる光の分光分布を分光分布2A、3Aに順次切り替えて測定を行う。

【018.2】この一連の測定において、測定値合成手段158からの指示により、制御パラメータ送出手段111は、同一のゲインパラメータG1を分光手段に指示する。

【018.3】図29に示すように前記測定値合成手段158において、測定光源光が実線に示す分光分布1Aのときの入1から入2までの分光手段出力値と、測定光源光が一点鎖線に示す分光分布2のときの入2から入3までの分光手段出力値と、測定光源光が二点鎖線に示す分光分布3Aのときの入3から入4までの分光手段出力値とを用いて合成測定値を作成する。このとき、ゲインパラメータG1による合成測定値は、分光手段出力値の上限Uよりも小さいため、さらにゲインパラメータを上げることが可能であり、ゲインパラメータG2で同様の測定をし処理することが可能になる。

【018.4】このように、波長範囲ごとに、被写体の分光反射率に応じて測定光源の分光分布を変更し、被写体の分光反射率の低い波長においても測定値の有効桁数を多くとて測定精度を向上させることができる。また、ゲインパラメータは、測定光源光によらず一定であるため、ゲインパラメータの変更に要する時間を必要としない。

【018.5】なお、本発明は、以上述べた実施形態のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

【018.6】〔付記〕以上詳述したような本発明の上記実施形態によれば、以下の如き構成を得ることができる。

【018.7】(1) 内視鏡と、撮像部と、観察装置とを備えた内視鏡装置と組み合わせて使用される内視鏡分光装置において、測定光を生体表面に照射し、生体表面からの反射光を受光する測定プローブと、この測定プローブで受光した生体表面からの反射光の分光測定を行う分光手段と、この分光手段の動作タイミングを制御するタイミング制御手段2.6と、前記分光手段の出力データを処理するデータ処理手段と、前記分光手段の動作形態を制御する測定制御手段10と、を具備した内視鏡分光装置。

【018.8】(2) 前記測定制御手段10は、前記分光手段の測定条件を制御する制御パラメータ送出手段を備えている付記1記載の内視鏡分光装置。

【018.9】(3) 前記測定制御手段10は、前記分光手段から得られる複数の測定データの評価を行うデータ評価手段を備える付記1記載の内視鏡分光装置。

【019.0】(4) 前記データ評価手段は、分光手段から出力された測定データの有効性判定を行う付記3記載の内視鏡分光装置。

【019.1】(5) 前記有効性判定を、分光手段から出力される測定データを、予め設定された閾値と比較することにより行う付記4記載の内視鏡分光装置。

【019.2】(6) 前記有効性判定を、分光手段の測定可能範囲に測定データが収まっているか否かの飽和性判定によって行う付記4記載の内視鏡分光装置。

【019.3】(7) 前記飽和性判定は、複数波長に対応する分光手段を構成する光検出手段からの出力の互いの差分値の閾値処理である付記6記載の内視鏡分光装置。

【019.4】(8) 前記有効性判定を、SNを計算し、そのSNが予め設定された閾値以上であれば有効データとする付記4記載の内視鏡分光装置。

【019.5】(9) 前記パラメータ送出手段が、送出するパラメータを術者が指定できることを特徴とする1記載の内視鏡分光装置。

【019.6】(10) 前記有効性判定を、参照データに予め記録されているデータとの類似度判定に基づいて行う付記4記載の内視鏡分光装置。

【019.7】(11) 前記有効性判定を、複数の有効性判定を組み合わせて行う付記4記載の内視鏡分光装置。

【019.8】(12) 前記分光手段で用いる測定光照明手段に、光量調整手段を設けた付記1記載の内視鏡分光装置。

【019.9】(13) 前記光量調整手段は、光路上に配置した透過率の異なる複数の光学フィルタを備えたフィルタターレットと、このフィルタターレットを回転する回転手段とで構成される付記12記載の内視鏡分光装置。

【020.0】(14) 前記複数の光学フィルタは、互いに透過率の異なる中性濃度フィルタである付記13記載の内視鏡分光装置。

【020.1】(15) 前記光量調整手段は、測定光照明手段の電源を制御して光量を調整する付記1記載の内視鏡分光装置。

【020.2】(16) 前記パラメータ送出手段は、送出するパラメータが、予め測定された結果を元により自動的に決定されることを特徴とする1記載の内視鏡分光装置。

【020.3】(17) 前記データ処理手段は、測定データ管理手段と、データ登録手段と、データファイルとから構成され、前記データ登録手段は附帯情報処理手段と、画像データ管理手段と、分光データ処理手段とから構成され、前記附帯情報処理手段は検査コンテンツ管理手段を備えている付記1記載の内視鏡分光装置。

【020.4】(18) 前記検査コンテンツ管理手段は、検査コンテンツ付与手段と、検査コンテンツ登録手段と、検査コンテンツ表示手段とで構成される付記17記載の内視鏡分光装置。

【020.5】(19) 前記コンテンツ登録手段は、検査内容を示す表現と、検査内容の意味を対応づけるテーブルを作成する付記18記載の内視鏡分光装置。

【020.6】(20) 前記コンテンツ付与手段は、予め登録された検査に対して、検査コンテンツ登録手段で登

録された検査コンテンツの対応づけを行う付記18記載の内視鏡分光装置。

【0207】(21)前記検査コンテンツ表示手段は、予め登録された検査コンテンツを、検査コンテンツの内容に基づいてその表示制御を行う付記18記載の内視鏡分光装置。

【0208】(22)前記検査コンテンツ表示手段で行われる表示制御は、特定の検査コンテンツに対しては、その検査を表示装置上に表示させないようにする付記21記載の内視鏡分光装置。

【0209】(23)前記付帯情報処理手段は、リンク情報生成手段を有し、このリンク情報生成手段は、外部ファイルリンク管理手段を備えた付記17記載の内視鏡分光装置。

【0210】(24)前記外部ファイルリンク管理手段は、内視鏡分光装置で生成される内部データ以外のデータのネットワーク形態を含むファイルシステム上における位置と、内部データとを対応づけを行う付記23記載の内視鏡分光装置。

【0211】(25)前記データ処理手段内に設けられているデータ管理手段に、データコンバート手段を設けた付記1記載の内視鏡分光装置。

【0212】(26)前記データコンバート手段は、内視鏡分光装置で生成されるデータをシステム外部へ出力する付記25記載の内視鏡分光装置。

【0213】(27)前記データコンバート手段は、処理対象のデータを指定するデータ指定手段と、出力するデータの内容を表わすログファイルを作成するログ作成手段と、術者が指定したファイル形式にデータを変換して出力するデータ変換出力手段とで構成される付記25記載の内視鏡分光装置。

【0214】(28)前記内視鏡分光装置は、前記分光手段に対して測定開始を指示する測定スイッチ及び測定のリファレンスとなる常用白色板とを具備する測定リファレンス手段を備えている付記1記載の内視鏡分光装置。

【0215】(29)前記測定スイッチは、前記測定プローブが所定位置に配置された状態のとき導通状態になる付記28記載の内視鏡分光装置。

【0216】(30)前記測定スイッチは、フォトインタラプタの光路を前記測定プローブで遮断したとき、導通状態になる付記28記載の内視鏡分光装置。

【0217】(31)前記データ評価手段で行う測定データの有効性判定を、測定値の経時変動を検知する経時変動検知手段で判定で行う付記1記載の内視鏡分光装置。

【0218】(32)前記経時変動判定は、複数波長における測定データと、それに対応する過去の測定データの差分値の閾値処理である付記31記載の内視鏡分光装置。

【0219】(33)前記経時変動判定は、複数波長における測定データと、それに対応する過去の測定データとの比の分散値の閾値処理である付記31記載の内視鏡分光装置。

【0220】(34)前記分光手段で用いる測定光照明手段は、遮光装置を備える付記1記載の内視鏡分光装置。

【0221】(35)前記遮光装置は、遮光板及び遮光板を移動させる移動手段とを有する付記34記載の内視鏡分光装置。

【0222】(36)前記遮光装置は、光路上に配置した遮光板の移動により光の送出と遮断とを断続的に行う付記34記載の内視鏡分光装置。

【0223】(37)前記分光データ処理手段は、内視鏡光源成分除去手段を具備する付記1記載の内視鏡分光装置。

【0224】(38)前記内視鏡光源成分除去手段は、前記遮光装置が光を送出するときの測定値と、前記遮光装置が光を遮断するときの測定値との差分値から内視鏡照明光源成分を除去して測定する付記37記載の内視鏡分光装置。

【0225】(39)前記分光手段で用いる測定光照明手段は、フィルタ選択装置を備え、このフィルタ選択装置は、複数の互いに光学特性の異なる複数のバンドパスフィルタを配置したフィルタターレットを備えている付記1記載の内視鏡分光装置。

【0226】(40)前記分光データ処理手段を備え、この分光データ処理手段に測定値合成手段を設けた付記39記載の内視鏡分光装置。

【0227】(41)前記測定値合成手段は、波長範囲を限定した複数の分割測定値から、それぞれの分割測定値の波長範囲を網羅する測定値を合成する付記40記載の内視鏡分光装置。

【0228】(42)前記分割測定値は、前記光学フィルタの切替えによるそれぞれの測定値である付記41記載の内視鏡分光装置。

【0229】(43)前記測定値合成手段は、前記光学フィルタの切替え毎に、前記測定パラメータ送出手段により前記分光手段のパラメータを変更する付記42記載の内視鏡分光装置。

【0230】(44)前記測定値合成手段は、前記測定パラメータ送出手段による前記分光手段のパラメータの変更に応じて、前記分割測定値を定数倍する付記43記載の内視鏡分光装置。

【0231】(45)前記複数のバンドパスフィルタの光学特性は、被写体の光学特性に応じて決定される付記39記載の内視鏡分光装置。

【0232】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、S/Nを良好にすることによつ

て、測定精度の向上を図る内視鏡分光装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】図1ないし図4は本発明の第1実施形態に係り、図1は内視鏡分光システムの構成を示すブロック図

【図2】測定制御手段の構成を示す説明図

【図3】イメージインテンシファイアのゲイン設定とMOSラインセンサのゲイン設定とをマウス操作で行っている例を示す説明図

【図4】評価基準の1例を示す図

【図5】本発明の第2実施形態に係るデータ評価手段の構成を示す図

【図6】図6及び図7は本発明の第3実施形態に係り、図6は内視鏡分光システムの他の構成を示すブロック図。

【図7】フィルタターレットの構成を示す図

【図8】図8ないし図10は本発明の第4実施形態に係り、図8は内視鏡分光システムのより詳しい構成を示すブロック図

【図9】検査コンテンツ手段の作用を示す図

【図10】検査一覧画面上で検査コンテンツの関連付けを示す図

【図11】図11及び図12は本発明の第5実施形態に係り、図11はデータファイルの構成を示す図

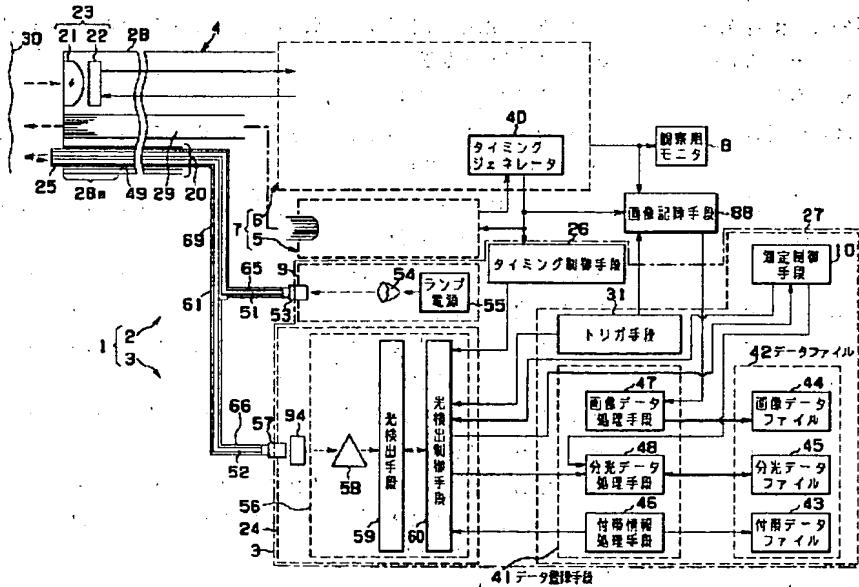
【図12】その作用を示す図

【図13】図13及び図14は本発明の第6実施形態に係り、図13は測定データ管理手段を説明する図

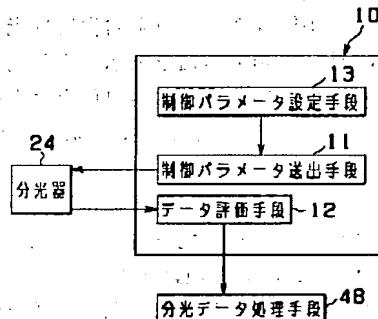
【図1-4】その作用を説明する図

【図15】図15ないし図17は本発明の第7実施形態

【図1】

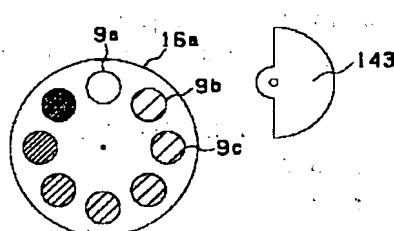


【図2】

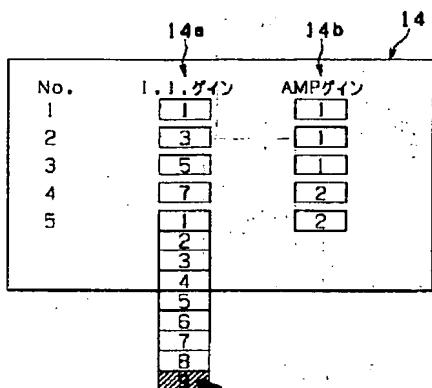


【図7】

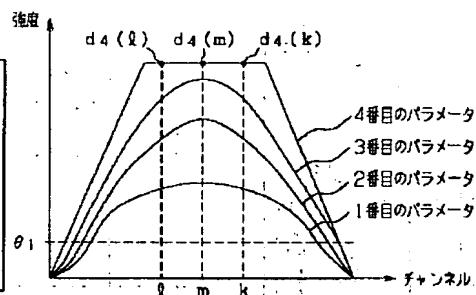
FIG 20 B



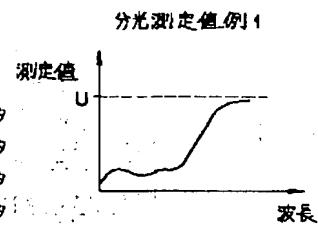
【図3】



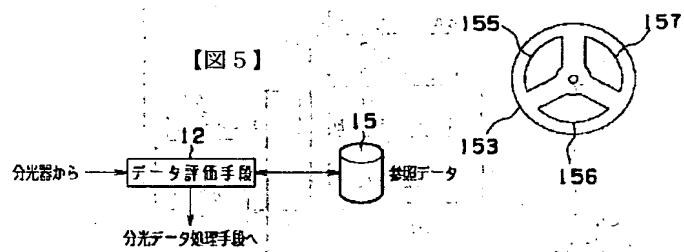
【図4】



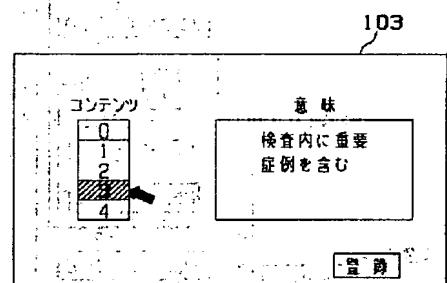
【図22】



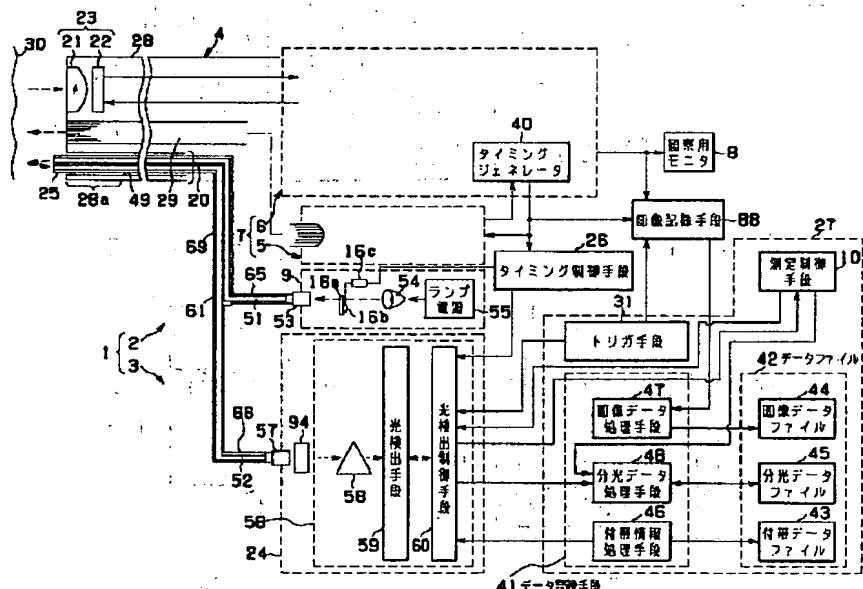
【図24】



【図9】



【図6】



【図14】

(a)

ID	Name	Date
01	T	3.2
02	S	3.2
03	T	3.2

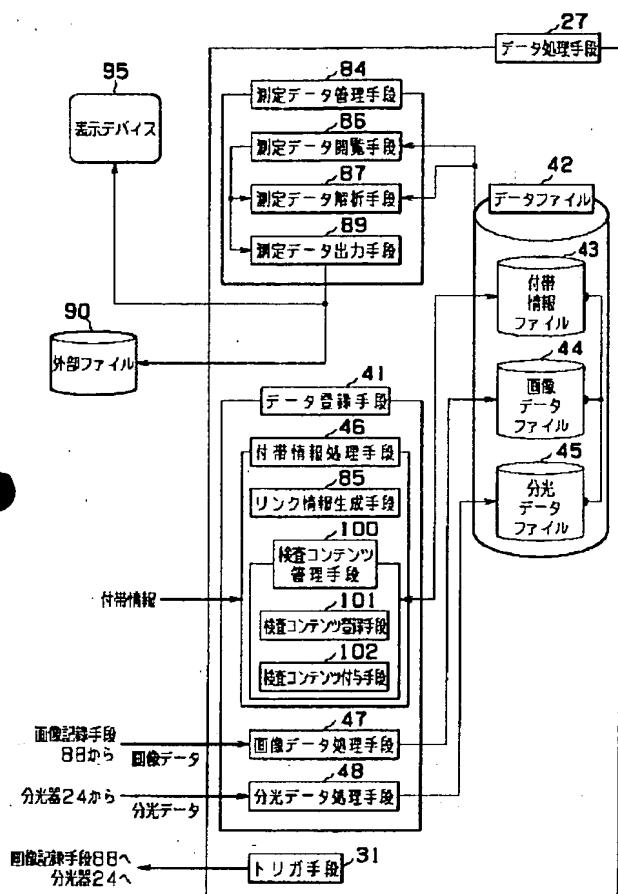
124 125 126

コマンド

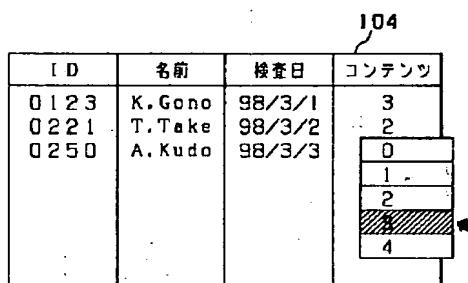
(b)

ID	Name	Date	File	Diag
01	T	3.2	dat1	a
01	T	3.2	dat2	b
01	T	3.2	dat3	a
02	S	3.2	dat4	b
02	S	3.2	dat5	b

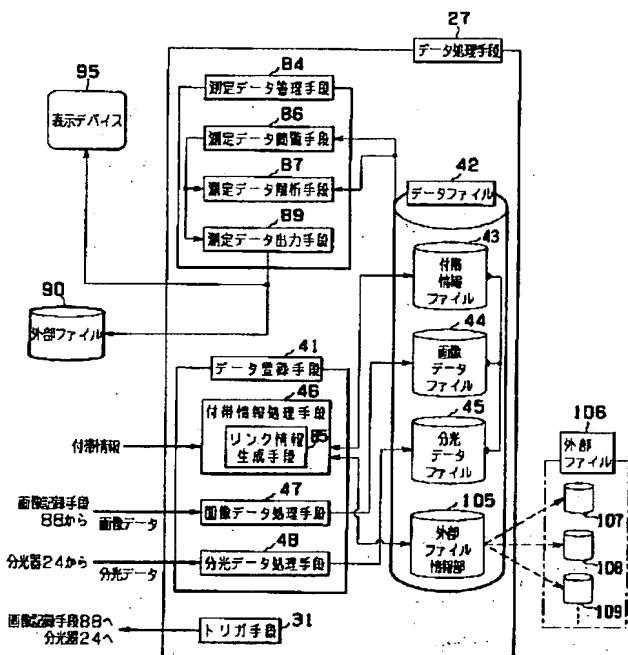
【図 8】



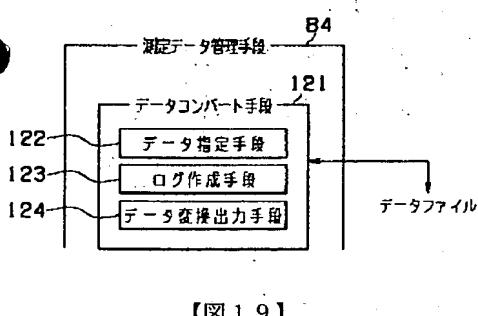
【図 10】



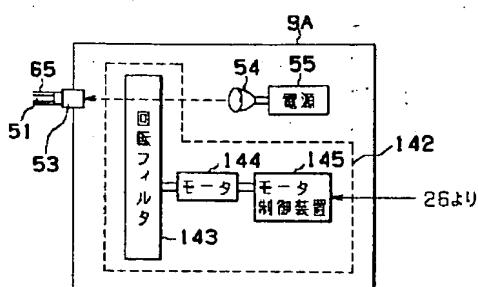
【図 11】



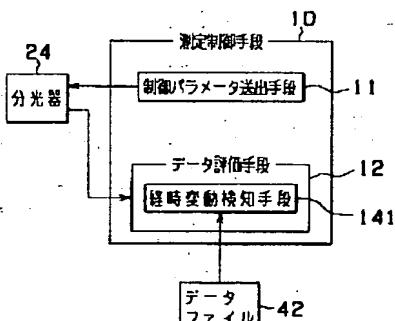
【図 13】



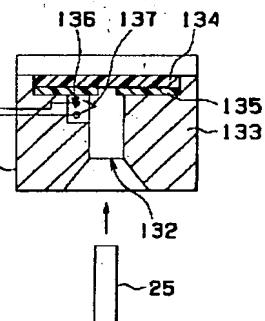
【図 19】



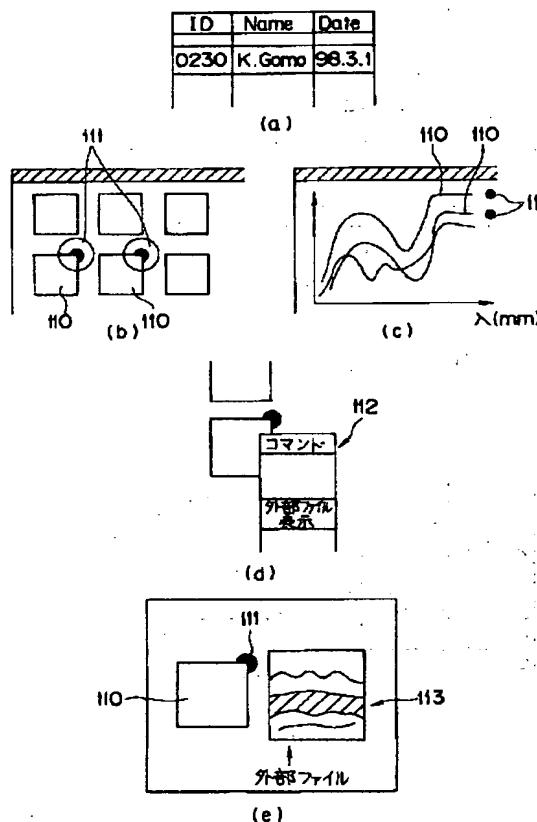
【図 16】



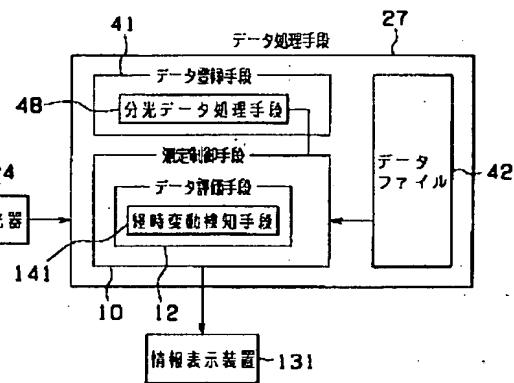
【図 17】



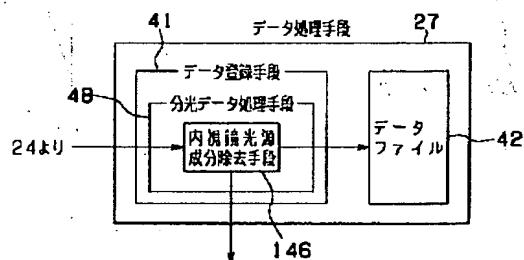
【図12】



【図18】

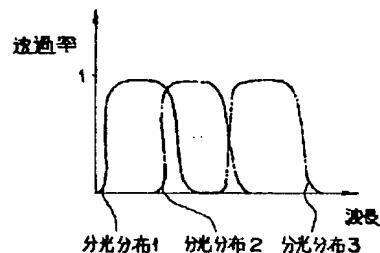
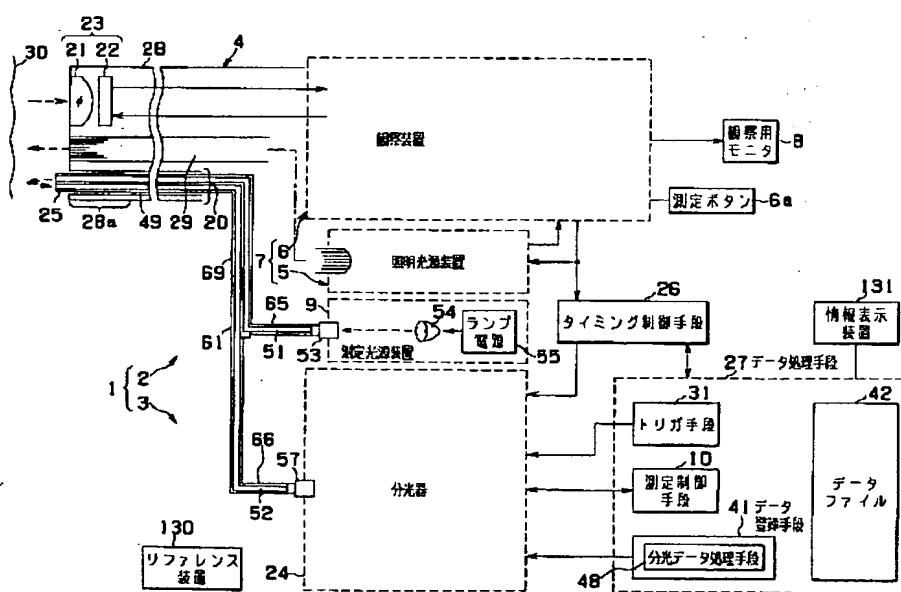


【図21】

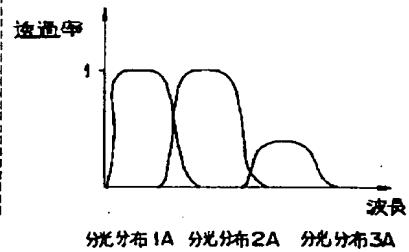


【図25】

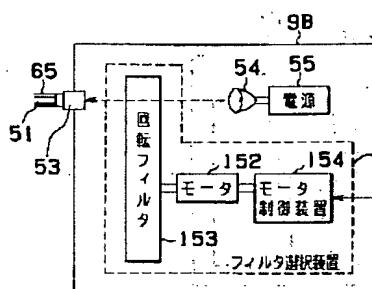
【図15】



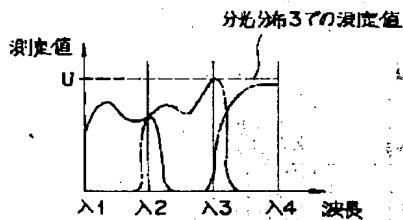
【図28】



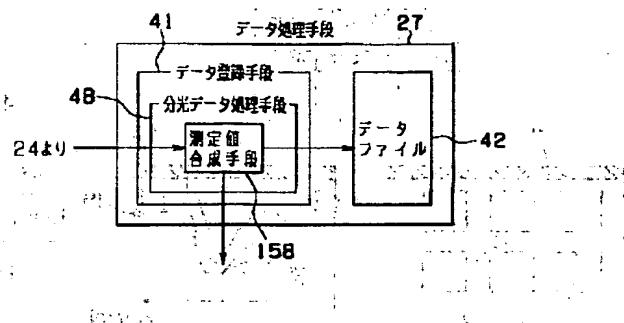
【図23】



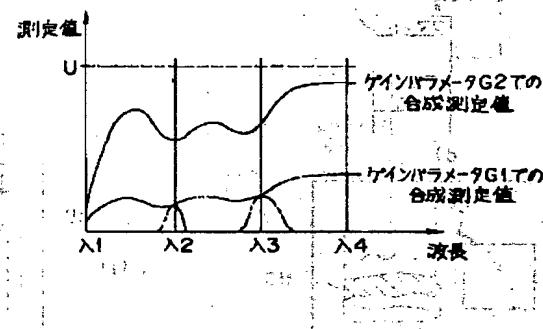
【図27】



【図26】



【図29】



フロントページの続き

(51) Int.C1.7

識別記号

F I

テマコード (参考)

H 0 4 N 5/225

H 0 4 N 5/225

C

7/18

7/18

M

Fターム(参考) 2H040 BA00 CA04 CA11 CA13 DA00
 GA02
 4C061 AA00 BB02 CC06 DD03 FF43
 FF46 FF47 GG11 HH54 HH60
 LL02 NN07 YY12 YY13
 5C022 AA09 AB15 AC03 AC42 AC54
 AC75
 5C054 AA01 AA05 CA03 CA04 CA05
 CC05 EA01 EB05 ED13 FA00
 HA12

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- BLACK BORDERS**
- IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- FADED TEXT OR DRAWING**
- BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- SKEWED/SLANTED IMAGES**
- COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- GRAY SCALE DOCUMENTS**
- LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.